

УДК 621.762

А.В. Бєсов

Плазмова технологія в зубопротезуванні

*Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут",
пр. Перемоги, 39, 02056, Київ, Україна, тел (044) 441-15-46*

Розроблено нову технологію, що дозволяє за допомогою портативної плазмової установки наносити ретенційні шари з різних стоматологічних матеріалів на поверхню зубного каркаса. Показано, що ця технологія забезпечує міцне зчеплення плазмових покриттів з лицевальним матеріалом.

Ключові слова: плазмова технологія, ретенційні покриття, адгезія.

Стаття поступила до редакції 27.08.2002; прийнята до друку 23.09.2002

В ортопедичній стоматології при виготовленні незнімних зубних протезів важливою проблемою є забезпечення міцного з'єднання лицевального покриття з металевим каркасом зубного протеза. Нерідко міцність з'єднання металу з пластмасою чи керамікою, що досягається при використанні традиційних зуботехнічних технологій, не задовольняє запропонованим вимогам [1,2]. Для підвищення міцності зчеплення і поліпшення естетичного виду протезів розроблена нова технологія, при якій на поверхню каркаса зубного протеза за допомогою портативної установки плазмового напилення наносять ретенційний металевий пористий шар (мікроперлін). Товщина шару може варіюватися в широких межах від 50 до 500 мкм.

Матеріал напилювального шару мікроперлін по хімічному складі ідентичний чи близький матеріалу каркаса мостовидного протеза (нержавіюча сталь, нікель-хромові сплави, кобальт-хромові сплави(КХС), титан і інші). Для нанесення покриття на дрібні зуботехнічні вироби в умовах

стоматологічних установ була розроблена плазмова установка невеликих розмірів і малої потужності (0,5-2,0 кВт), що дозволяє експлуатувати її від побутової електричної мережі. Установка призначена для створення на поверхні каркаса зубного протеза ретенційного металевого підшару чи шару пористої кераміки для забезпечення міцного зв'язку лицевального покриття з зубним протезом. Технічні дані установки дозволяють наносити різноманітні покриття з металів, сплавів і кераміки на медичні вироби, наприклад, на зубні імплантанти, знімні акрилові протези, деталі штифтових конструкцій і ендопротези. Установка складається з живильника, джерела живлення, плазмотрона, камери напилювання і маніпулятора. Технічні дані установки представлені в таблиці 1.

Напилення покриттів робили на попередньо підготовлену поверхню (піскоструминна обробка та очищення від вологи). Мінімальна товщина покриття визначалася розміром часток і часом напилювання. Верхня межа товщини покриття визначається експериментально й обмежується внутрішніми

Таблиця 1.

Технічні характеристики портативної установки плазмового напилення.

№ п/п	Найменування характеристики	Значення
1	Споживана потужність (220В, 50Гц)	Не більш 1квт
2	Плазмоутворюючий газ	Аргон
3	Витрата газу, м.куб/год.	Не більш 0,2
4	Максимальний тиск, кПа	300
5	Витрата порошку, кг/год.	Не більш 0,005
6	Загальна вага в кг	Не більш 50
7	Площа, займана установкою, м.кв.	Не більш 1,0
8	Міцність зчеплення з лицевальним покриттям, Мпа	Не менш 5,0

Таблиця 2.

Режими напилення покриття.

№ п/п	Матеріал підкладки	Матеріал покриття	Ток, А	Дистанція напилювання, см.	Дисперсність порошку, мкм.
1	КХС	КХС	5,7-6,0	3,0-4,0	40-80
2	Нерж.сталь	КХС	5,7-6,0	3,0-4,0	40-80
3	КХС	Нерж.сталь	8,0	5,0	60-120
4	Нерж.сталь	Нерж.сталь	8,0	5,0	60-120
5	Нерж.сталь	Нікель-алюміній	4,0-4,5	7,0	40-160
6	КХС	Нікель-алюміній	4,0-4,5	7,0	40-160
7	Титан	Титан	6,0	9,0	50-80
8	Нерж.сталь	Ніхром	4,7-5,0	4,0-5,0	40-160
9	Гіпс	Мідь	4,5	3,5	80-100
10	Мідь	Алунд	6,0-8,0	3,0-4,0	40-60
11	Титан	Біосіталл	7,0	4,0	63-100

напруженнями, які обмежують міцність зчеплення шару з підкладкою [3,4]. Відпрацювання режимів напилення покриття проміжних шарів на матеріали застосовувані для металевої основи зубних протезів, полягала в дослідженні впливу струму плазмотрона, виду плазмоутворюючого газу і його витрати, дистанції напилювання і розміру напиленого порошку на міцність зчеплення покриття з підкладкою. Як підкладку були використані металеві сплави, застосовувані в стоматології, а так само титан, мідь, гіпс.

У таблиці 2 наведені оптимальні режими напилення досліджуваних матеріалів, що дозволяють одержати покриття необхідної товщини в залежності від тривалості процесу напилювання (30-120 сек).

Середня витрата порошку напилювальних матеріалів у залежності від товщини шару представлені у таблиці 3.

Стоматологічні покриття повинні задовольняти визначеним вимогам по щільності і міцності, тому, були проведені дослідження їхніх фізико-механічних властивостей по методиках приведеним [5,6]. Дослідження мікроструктури плазмонанпиєних стоматологічних покриттів проведені на

металографічному мікроскопі Нанолаб-2100 показали, що покриття мають пористу шарувату структуру, характерну для плазмового напилення [7]. При напиленні ретенційних шарів на монолітний метал протеза мається плавний перехід від матеріалу основи до пористого металу ретенційного шару, до якого, у свою чергу, щільно прилягають елементи лицевального покриття. Таким чином, що відбувається при плазмовому напиленні значний розвиток площі поверхні сприяє поліпшенню механічного зчеплення лицевального покриття з ретенційним шаром мікроперлин. Це підтверджується при порівнянні зі знімками мікроструктури зразків з відлитими перлинами і пластмасовим облицюванням, на яких ясно видні щілини між металом перлини і пластмасою (рис.1).

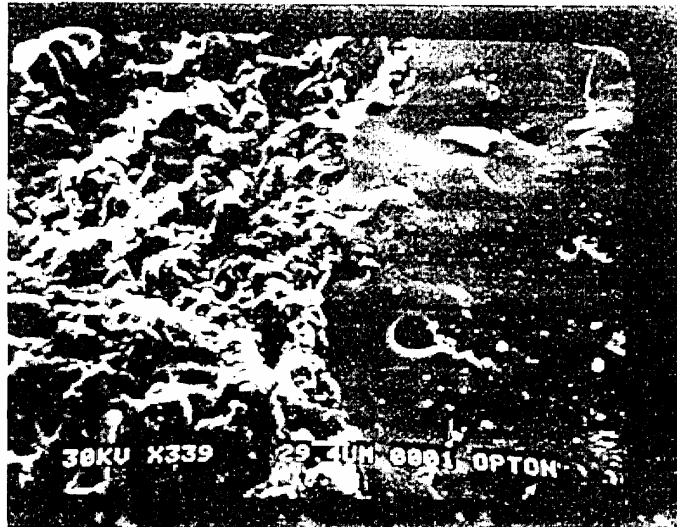
Проведено дослідження міцності на руйнування плазмонанпиєних зубних протезів з різними лицевальними покриттями.

Міцність зчеплення вимірялася на зразках методом нормального відриву [6]. Результати іспитів приведені в таблиці 4. показали, що використання

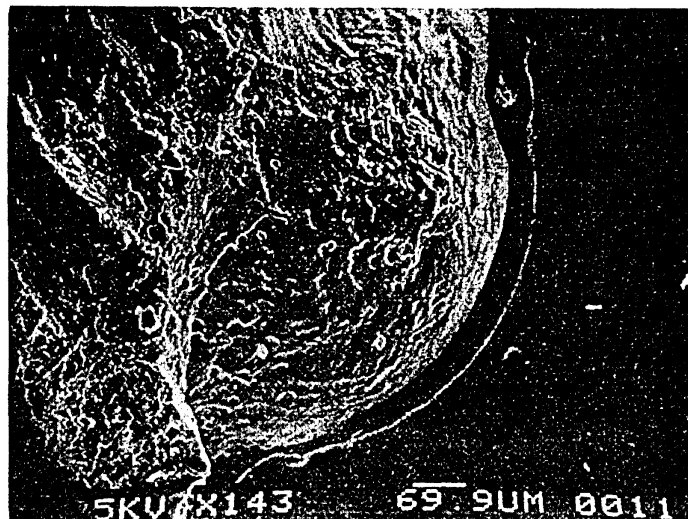
Таблиця 3.

Витрата матеріалів на одиницю зубної конструкції при різних товщинах напилювальних шарів, г.

№№ п/п	Матеріал	Товщина покриття, мкм		
		50	100	300
1	Мідь	-	0,25	1,0
2	Титан	0,01	0,03	0,08
3	КХС	0,19	0,30	0,70
4	Нерж. сталь	0,03	0,06	0,15
5	Ніхром	0,01	0,02	0,05
6	Нікель-алюміній	0,01	0,02	0,04
7	Алунд	0,10	0,12	0,40
8	Гидроксиапатит	0,07	0,1	0,40
9	Біосіталл	-	0,50	1,20



a.(x 339)



b.(x 143)

Рис. 1. Мікроструктура зони прилягання пластмасового облицювання з поверхнею металевого протеза:
а) межа контакту при плазмонапиленному ретенційному шару;
б) межа контакту з відлитим перлом.

плазмонапиленних ретенційних шарів мікроперлін значно збільшує міцність зчеплення в порівнянні з традиційними методами.

Виготовлені плазмонапиленні зубні коронки досліджені на стійкість до впливу тиску, що руйнує. Виміру величини тиску, що руйнує, для різних груп коронок проводилося на установці ЗИП Р-0,5 і на гідравлічному пресі EV-40 по звичайних методиках. Испити показали, що коронки витримували навантаження 60-260 кг, що перевершує необхідні значення по жувальних зусиллях по Денісу[4].

Для вивчення відповідності плазмонапиленних зубних протезів медико-біологічним вимогам визначалася корозійна стійкість зразків зубних протезів і кінетика переходу мікродомішок у штучному середовищі близької по складу до

середовища порожнини рота. Испити проводилися відповідно до необхідних стандартів за допомогою многоканального спектрометра «PLASMA SPECTROMET».

Отримані результати показали, що всі конструкції плазмонапиленних металевих коронок володіють достатньою корозійною стійкістю [6].

Дослідження кінетики переходу мікродомішок різних елементів (Ni, Al, Ti, Fe, Cr, Zr) із плазмонапиленних зразків у штучне середовище, близьке по складу до середовища порожнини рота показали, що рівень змісту мікродомішок після 3000 годин контакту знаходяться в межах концентрацій, припустимих при наявності металевих включень у порожнині рота [8].

Таблиця 4.

Міцність зчеплення плазмонапиленних покриттів з облицюванням.

№ п/п	Матеріал основи	Матеріал покриття	Облицювання	Міцність зчеплення, МПа	Примітка
1	КХС	Ніхром+окисит алюмінію	Синма	8,6	покриття, що заглушають, із оксиду алюмінію
2	КХС	Ніхром+двоокисид цирконію	Синма	6,4	покриття, що заглушають, із двооксиду цирконію
3	КХС	Нікель-алюміній+окисид алюмінію	Синма	6,5	покриття, що заглушають, з оксиду алюмінію
4	КХС	Нікель-алюміній+ двоокисид цирконію	Синма	9,0	покриття, що заглушають, із двооксиду цирконію
5	КХС	Звичайні перлини	Синма	2,9	Контрольний зразок для порівняння
6	КХС	Ніхром	Порцеляна «МК»	17,0	
7	КХС	КХС	Синма	18,6	
8	Титан	Титан	Синма	14,0	
9	Нерж.сталь	Нікель-алюміній	Синма	10,5	
10	Нерж.сталь	КХС	Синма	15,0	

Висновки

1. Проведено технологічні дослідження процесу плазмового напилення й оптимізовані режими нанесення покриттів з різних матеріалів з метою виготовлення зубних протезів.

2. Досліджено міцність зчеплення плазмонапиленних конструкцій. Показано, що розроблена технологія забезпечує міцне зчеплення

плазмових покриттів як з матеріалом каркаса, так і з облицювальним покриттям (пластмасою, керамікою).

3. Проведено корозійні іспити плазмонапиленних композицій у середовищах близьких по складу до середовищ порожнини рота. Показано, що усі вони володіють достатньою корозійною стійкістю.

Бесов А.В. – кандидат технічних наук, доцент.

- [1] В.Н. Копейкин. *Руководство по ортопедической стоматологии*. Медицина, М. 496 с. (1993).
- [2] В.Н. Копейкин. *Ошибки в ортопедической стоматологии*. -М. : Медицина, 1986-174 с.
- [3] А.В. Бесов, К.Г. Гаврилов, В.В. Морозов, В.В. Гальченко. Новая технология // *Стоматологическое обозрение*, 6-7, сс. 2-4 (1995).
- [4] Е.Н. Жулев. *Несъемные протезы. Теория, клиника и лабораторная техника*. Изд.НГМА, Н. Новгород 365с. (1995).
- [5] И.К. Батрак, Н.Ю. Михайленко, И.Н. Шмелева. Плазменное нанесение биоактивных покрытий на медицинские имплантаты и эндопротезы // *Стекло и керамика*, 1, сс. 25-28 (1997).
- [6] Г.В. Большаков, И.К. Батрак, А.Н. Миронов, и др. Плазменная технология в практике ортопедической стоматологии. Сообщение1 // *Стоматология*, 74(2), сс. 61-64 (1995).
- [7] В.В. Кудинов, И.Н. Беященко. *Нанесение покрытий плазмой*. Наука, М. 192 с. (1990).
- [8] Л.Д. Гожая. *Аллергические заболевания в ортопедической стоматологии*. Медицина, М. 160 с. (1988).

A.V. Besov

Plasma Technology in Tooth Prosthetic Appliance

*National Technical University "Kyiv Polytechnical Institute",
39, Peremogy Str., 02056, Kyiv, Ukraine, tel (044) 441-15-46*

New technology, which may be drift retention layers with any stomatology materials on surface of tooth skeleton by portable plasma device, is development. It is show, this technology create a strong adhesion of plasma surface with facing material.